

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltungskunde und
Parodontologie
der Klinik und Poliklinik für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

VERGLEICHENDE HARTEUNTERSUCHUNGEN DER ISOSIT-
FÖLLUNGSMATERIALIEN ISOLUX UND ISOPAST

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Zahnmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz
den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von
Horst Kraft
aus Würzburg

Mainz 1979

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltungskunde und
Parodontologie
der Klinik und Poliklinik für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

VERGLEICHENDE HÄRTEUNTERSUCHUNGEN DER ISOSIT-
FÜLLUNGSMATERIALIEN ISOLUX UND ISOPAST

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Zahnmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz
den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von
Horst Kraft
aus Würzburg

Mainz 1979



Fachbereichsdekan : Professor Dr. Dr. W. Ketterl
1. Gutachter : Professor Dr. F. Lampert
2. Gutachter : Professor Dr. Dr. W. Ketterl

INHALTSVERZEICHNIS :

	Seite
1. EINLEITUNG	3
2. ENTWICKLUNG DER KUNSTSTOFF-FÖLLUNGSMATERIALIEN	5
2.1. Methakrylate ohne Füllstoffe	5
2.2. Methakrylate mit anorganischen Füllstoffen	6
2.3. Composites	6
2.3.1. Organische Basis aus Akrylat	6
2.3.2. Organische Basis aus einem höheren Methakryl- Ester	7
2.3.3. Mikrofill-Produkte	8
2.4. Isosit-Füllungswerkstoffe	9
3. EIGENE UNTERSUCHUNGEN	11
3.1. Vorbemerkungen	11
3.2. Versuchsdurchführung	12
3.2.1. Versuchsmaterialien	12
3.2.2. Handhabung	13
3.2.3. Aufbewahrung der Proben	14
3.2.4. Testabstand	14
3.2.5. Bestimmung der Vickershärte	14
3.2.6. Aufgabenstellung	17
4. ERGEBNISSE	19
4.1. Änderung der mittleren Vickershärte bei Isopast	19
4.2. Verlaufsbeobachtung der mittleren Vickershärte bei Isolux (Probenoberseite)	19
4.3. Änderung der mittleren Vickershärte bei Isolux in 1,5 mm Tiefe	22
4.4. Kritische Betrachtung der Ergebnisse	26
4.5. Vergleich mit anderen Autoren	27
5. DISKUSSION	29

	Seite
6. ZUSAMMENFASSUNG	34
7. LITERATURVERZEICHNIS	35
8. CHARGENNUMMERN	42
9. LEBENS LAUF	44

1. EINLEITUNG :

Obwohl werkstoffkundliche Untersuchungen auf die Festigkeiten zahnärztlicher Kunststoffe kein Ersatz für die klinisch praktische Bewährung darstellen, können sie doch wichtige Hinweise auf die Eignung bestimmter Arbeitsverfahren und verschiedener Kunststoffe geben (6). Für den Praktiker ist dies insofern von Bedeutung, da in der letzten Zeit eine Vielzahl von neuen Kunststoff-Füllungs-materialien auf dem Dentalmarkt erschienen sind, die vom Hersteller überzeugend vorgestellt werden, jedoch einer kritischen Überprüfung - in vivo und in vitro - meist nicht standhalten können.

Gerade durch die Entwicklung der Adhäsiven Restoration - eine Kombination einer besonderen Präparationsweise mit der Säureätztechnik (17, 18, 26) - wird die Anwendung der neuen Kunststoffmaterialien auch für die Black-Klassen I (Kavitäten in Grübchen und Fissuren), II (Höhlen in den Approximalflächen der Seitenzähne) und IV (Frontzahnkavitäten, die den Aufbau einer Ecke oder eines Teiles der Schneidekante erfordern) bedenkenlos empfohlen.

Darüber hinaus werden neben den Paste-Paste-Systemen immer mehr UV-härtbare Produkte angeboten, deren Polymerisation durch Bestrahlung mit UV-Licht ausgelöst wird.

Die Fülle des Angebotes macht es dem Zahnarzt schwer, sich für ein bestimmtes Material zu entscheiden.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit einem neuartigen Kunststoff-Füll-Material, dem Isosit, welches erstmals auf der Dentialschau 1977 in Düsseldorf vorgestellt wurde, und das sowohl als Zwei-Pasten-System als auch als UV-härtbares Material für die Belange der Konservierenden Zahnheilkunde erhältlich ist (21, 22).

Es sei jedoch nochmals daran erinnert, daß es sich hierbei um In-vitro-Versuche handelt, deren Ergebnisse nur bedingt auf das Mundhöhlenmilieu übertragbar sind, und somit keine direkten Rückschlüsse auf die Qualität einer Füllung im Munde zulassen (6).

2. ENTWICKLUNG DER KUNSTSTOFF-FÜLLUNGSMATERIALIEN :

2.1. Methakrylate ohne Füllstoffe

Bei den in der Mundhöhle zur Anwendung kommenden Kunststoff-Füllungsmaterialien handelt es sich um sogenannte Kaltpolymerisate, bei deren Abbindereaktion keine zu hohen Temperaturen erreicht werden dürfen. Das erste Kaltpolymerisat, das Eingang in die Zahnheilkunde fand und den einfachen polymeren Akrylester ablöste, war der polymere Methakrylsäuremethylester Ende der 30er Jahre (1). Im Jahre 1942 berichtet DEPPE erstmals über Erfahrungen mit einem selbsthärtenden Kunststoff (3), und um das Jahr 1948 gelangen die ersten selbsthärtenden Kunststoffe oder Autopolymerisate auf den Dentalmarkt. Ihr Vorteil lag in der leichten Handhabung und im zahnfarbenen Aussehen. Diese reinen Methakrylate setzten sich zusammen aus PMMA-Polymer und MMA-Monomer. Der polymere Anteil wurde entweder durch mechanische Zerkleinerung eines Blockpolymerisates gewonnen oder der tröpfchenförmig in einem geeigneten Medium verteilte monomere Methakrylsäuremethylester wurde zu feinen Perlen polymerisiert (=Perlpolymerisat im Unterschied zum obengenannten Blockpolymerisat). Das MMA-Monomer stellt die Basis der Flüssigkeit dar und wird u.a. mit Stabilisatoren versetzt, um eine Selbstpolymerisation zu verhindern. Ein Akzelerator soll die Reaktion beschleunigen (6, 25).

Das fertige Polymerisat war jedoch inhomogen, da es aus Teilen unterschiedlichen Polymerisationsgrades bestand (41). Die Folgen dieser Inhomogenität äußerten sich in mangelnder Resistenz gegenüber dem Mundhöhlenmilieu, unzureichender Farbbeständigkeit, Pulpentoxizität, Poly-

merisationsschrumpfung und Quellung durch Wasseraufnahme, was zu einer allgemeinen Ablehnung als Füllungsmaterial führte (34). Bekannte Materialien sind Palavit, Sevriton und Swedon.

2.2. Methakrylate mit anorganischen Füllstoffen

Mit der Entwicklung der Resin-Zemente um das Jahr 1952 versuchte man eine Verbesserung zu erreichen. Dem PMMA-Polymer wurden Füllstoffe in Form von Glasfasern zugesetzt, die aber die in sie gesetzten Hoffnungen nicht erfüllen konnten, da eine chemische Bindung zwischen der organischen Matrix und dem anorganischen Füllstoff nicht gelang (39, 40). Verbesserte Akrylate kamen 1962 in den Handel. Neue Aktivierungssysteme und bestimmte Zusätze zum Monomer ließen den Randspalt kleiner werden und führten zu einem widerstandsfähigeren Verhalten gegenüber dem Mundhöhlenmilieu (28). Bekannte Produkte aus dieser Zeit sind Mer-Don-7 und Spectrum.

2.3. Composites

2.3.1. Organische Basis aus Akrylat

Composites stellen eine Komposition von organischem Material und relativ viel anorganischem Füllstoff dar (4, 34). Entsprechend der angelsächsischen Bezeichnung sollen aber nur solche Füllungsmaterialien als Composites bezeichnet werden, bei denen eine chemische Verbindung zwischen Füllstoff und Kunststoff besteht (23). Der Zweck der Füllstoffe liegt in einer Verbesserung der mechanischen Eigenschaften, insbesondere der Druckfestigkeit, und in einer Verringerung des thermischen Expansionskoeffizienten.

Die anorganischen Füllstoffe machen ca. 60 - 70 Gewichtsprozent aus; das entspricht etwa 50 Volumenprozent. Sie bestehen aus Glas in Form von Perlen und Stäbchen, Silikaten (Borosilikat, Aluminium-Silikat, amorphe Silikate, α -Quarz) und Phosphaten.

Die chemische Verbindung zwischen der organischen Basis, hier Methylmethakrylat, und den Füllstoffen erfolgt durch eine spezielle Vorbehandlung des anorganischen Anteils mit Hilfe einer dünnen Verbindungsschicht, auch "cuppling agent" genannt. Es sind siliziumorganische Verbindungen in Form von bifunktionellen Silanen, die den Füllstoff über heterovalente Bindungen in die organische Matrix "einbinden". Dabei reagiert das Silan sowohl mit der Oberfläche der Füllstoffe als auch mit der organischen Komponente. Auch eine Verbindung zwischen dem Hydroxylapatit des Schmelzes und dem Füllungsmaterial über das Silan als Vermittler wird diskutiert (23). Bekannte Materialien sind TD 71, Polycap bzw. Palakav und Posite.

2.3.2. Organische Basis aus einem höheren Methakryl-Ester

Wenn auch die obengenannten Produkte Verbesserungen mit sich brachten, so konnte das Problem der Polymerisations-schrumpfung von 20% sowie die Pulpenunverträglichkeit und die Farbinstabilität nicht befriedigend gelöst werden. Erst 1962 gelang es BOWEN, ein größeres Ausgangsmolekül zu entwickeln, das weniger wasserlöslich war und aufgrund seiner Größe nicht so leicht durch die Dentinkanälchen in die Pulpa diffundieren kann. Zwei Methakrylgruppen im Molekül ermöglichen nicht nur eine Kettenbildung, sondern auch eine dreidimensionale Vernetzung, was die Polymerisationsschrumpfung günstig beeinflusste. Diese als Bowen-Resin bekannte Matrix ist ein Reaktionsprodukt einer Epoxidverbindung und Methakrylsäure.

Wegen der hohen sirupösen Viskosität können jedoch nur wenig Füllstoffe zugesetzt werden. Erst die Beigabe von verdünnenden Substanzen ermöglichte diesen Nachteil zu beseitigen, was wiederum auf Kosten der Pulpenverträglichkeit ging. Eine Abänderung im Molekül reduzierte dann die hohe Viskosität, und der Zusatz von Verdünnern war nicht mehr notwendig. Man spricht jetzt von der "modifizierten Bowen-Formel", die eine wirkliche Verbesserung der Pulpenverträglichkeit herbeiführte (6, 28). Infolge der besseren chemisch-physikalischen Eigenschaften sowie der leichteren Verarbeitbarkeit haben die Composites die früher üblichen Kunststoff-Füllungsmaterialien zum Teil abgelöst. Es ist bei diesen Produkten eine weitere Annäherung an die Eigenschaften der Zahnhartsubstanz in Bezug auf Abrasion, Härte, chemische Resistenz, Wärmeausdehnungskoeffizient und Elastizitätsmodul zu verzeichnen, wenn sie auch noch nicht als ideal zu betrachten sind (4, 8, 9, 34, 37). Die Nachteile der Composites lassen sich wie folgt zusammenfassen: Sie sind nicht polierbar, schlecht finierbar und rauh (8, 10, 12, 27); weiterhin neigen diese Materialien zu Verfärbungen durch Farbstoffablagerungen - hervorgerufen durch Abrasion und Herausbrechen der Füllstoffe aus der Oberfläche - und durch die im System vorhandenen Katalysatoren (15). Abrasions- und Substanzverlust, besonders im Seitenzahnbereich, sind Schwachpunkte jeder Composite-Füllung (11, 36).

2.3.3. Mikrofill-Produkte

Die Mikrofill-Füllungsmaterialien sind ihrer Zusammensetzung nach den Composites zuzurechnen, stellen aber nach Viskosität und Transparenz ein Zwischenglied dar.

Die organische Komponente beruht auf der Bowen-Basis, der anorganische Anteil liegt in Form von pyrogenem Siliciumdioxid vor, das etwa 100 mal feiner als die in Dentalwerkstoffen bisher verwendeten Füllstoffe ist. Laut Hersteller besteht nach dem Polymerisationsvorgang eine homogene Verschmelzung der organischen und anorganischen Komponenten bis in den submikroskopischen Bereich. Füllstoffhaltige Adhäsive im Sinne der Mikrofill-Produkte wie zum Beispiel die neuen Dentalwerkstoffe Estic microfill und Estilux microfill von Kulzer, zeigen im Vergleich zum "füllstofffreien" Produkt (Estic und Estilux) einen um den Faktor 2,5 verminderten Abrieb. Ein weiterer Vorteil liegt in der Hochglanz-Polierbarkeit, die auf die extrem feine Körnung zurückzuführen ist. Jedoch liegt die Aushärtetiefe beim UV-härtbaren Material auch bei Verwendung intensiver Lichtquellen weit hinter jenen Tiefen zurück, die bei dem "füllstofffreien" Adhäsiv erreichbar ist (32, 34).

2.4. Isosit-Füllungswerkstoffe

Im Gegensatz zu den vorhergenannten Composites, die aus zwei vollkommen verschiedenartigen Stoffen zusammengesetzt sind, bestehen bei dem neuen Dentalwerkstoff Isosit sowohl Kunststoffmatrix als auch Füllstoff aus organischen Vernetzern, die ein makromolekulares Netzwerk bilden. Es handelt sich hierbei um einen modifizierten Bowen-Vernetzer, der bei der Matrix keinen Verdünner beinhaltet, beim Füllstoff in polymerisierter Form in der Größe bis maximal 80 Micron vorliegt. Dieser für Matrix und Füllstoff verwendete Vernetzer enthält außerdem Zusätze von 25 Volumen- bzw. 40 Gewichtsprozent pyrolytischer Kieselsäure mit einer

Korngröße von 5 bis 400 Å als Verdickungs- und Verstärkungsmittel. Im Vergleich hierzu befinden sich in Composites organische Partikel mit einem 1000-fach größeren Korn. Einer der wesentlichen Schwachpunkte bei Composites, nämlich der im Vergleich zum Füllstoff 20 mal größere Ausdehnungskoeffizient der Matrix, fehlt bei den Isositen, wodurch eine Streßsituation an den Grenzflächen Füllstoff/Matrix, die ein Herausbrechen der Füllstoffe aus der Oberfläche und somit ihr Rauwerden und infolge davon Verfärbungen bewirkt, vermieden wird.

Die bei der Abbindereaktion auftretende Polymerisations-schrumpfung von 2,0 Volumenprozent wird durch eine Wasseraufnahme von 2,2 Vol.% überkompensiert, was eine randdichte, in der Kavität fest verankerte Füllung mit sich bringt. Aus der dreidimensionalen Vernetzung zwischen Matrix und Füllstoff resultiert eine einheitliche, homogene Materialstruktur, die für jede Füllung folgende klinische Vorteile erzielt: Die Füllung ist hochglanzpolierbar (wie reine Kunststoffe), farbgenau und farbbeständig (durch die hochdisperse Farbverteilung im Füllstoff), und sie ist abrasionsresistent (21, 22, 34).

3. EIGENE UNTERSUCHUNGEN :

3.1. Vorbemerkungen

Da Kunststoff-Füllungsmaterialien auf ihre Härte untersucht werden sollen, muß zunächst der Begriff der Härte definiert werden: Man versteht darunter den Widerstand eines Werkstoffes, den dieser dem Eindringen eines härteren Körpers entgegensetzt (6).

Härteprüfungen an Kunststoffmaterialien nach dem Eindringverfahren - im Gegensatz hierzu kennt man noch das Ritzverfahren nach MOHS und das Verfahren nach MARTENS - erfordern aufgrund deren plastisch-elastischer Eigenschaften das Ausmessen eines Oberflächeneindrucks unter Last nach einer festgelegten Zeitspanne. Nur so sind vergleichende Beurteilungen zwischen verschiedenen Oberflächeneindrücken und zwischen verschiedenen Materialien zulässig. Beim Eindringverfahren unterscheidet man eine statische und eine dynamische Prüfung :

Dynamisch sind : - Poldihammer (Kugelstoß- oder Schlagprobe)
- Shorehärte mit dem Skleroskop

Statisch sind : - Brinellhärte
- Rockwellhärte
- Vickershärte

Die folgenden Meßergebnisse wurden nach dem Vickersverfahren ermittelt. Als Eindringkörper dient hier eine Diamantpyramide mit einem Flächenöffnungswinkel von 136 Grad (siehe Abbildung 3 auf Seite 15). Die Verformung selbst setzt sich aus einem plastischen und einem elastischen Anteil zusammen, deren Größe durch die Natur des Werkstoffes bedingt ist. Da es sich bei den getesteten Materialien um homogene Stoffe handeln soll, fällt die Fehlermöglichkeit

eines Partial- oder Summationseindrucks sowie das eventuelle Auftreffen der Diamantenspitze auf einen harten oder weichen Partikel weg (45).

3.2. Versuchsdurchführung

3.2.1. Versuchsmaterialien

Der Dentalwerkstoff Isosit (Vivadent, Schaan/Liechtenstein) wird für die Konservierende Zahnheilkunde in drei Formen angeboten:

- Isocap - Füllungsmaterial aus Isosit in der Spritzkapsel zur mechanischen Mischung für Frontzahnfüllungen
- Isopast - Füllungsmaterial aus Isosit als Paste zur Handmischung für Frontzahnfüllungen
- Isolux - voraktiviertes Ein-Komponenten-Material aus Isosit zur UV-Lichthärtung
 - Typ A für Frontzahnfüllungen in gutplastischer Konsistenz (ähnlich wie Isopast)
 - Typ M für Molarenfüllungen in festerer Konsistenz zur Gestaltung des Kontaktpunktes.

Sämtliche Präparate sind für die Schmelzätztechnik geeignet. Bei den von mir geprüften Materialien handelt es sich um das Isopast und um das Isolux vom Typ A, deren Hauptindikationsgebiete die Black-Klassen III (approximale Frontzahnkavitäten ohne Eckenverlust) und V (Zahnhalskavitäten) umfassen. Bei Anwendung der Säureätztechnik in Kombination mit der Adhäsions-Präparation ergeben sich weitere Indikationen, besonders die der Klasse IV (Frontzahnkavitäten, die den Aufbau einer Ecke oder eines Teiles der Schneidekante erfordern) (18).

3.2.2. Handhabung

Sie erfolgte gemäß der Herstellerangabe.

Isopast (Farben-Nr.: 36): Gleich lange Stränge an Basispaste und Katalysatorpaste wurden mit einem Metallspatel ca. 20 Sekunden homogen vermischt. Das plastische Füllmaterial wurde dann in eine Negativform eingebracht. Diesen Zweck erfüllten durchlochte Metallscheiben mit einer Dicke von 1,5 mm und einem Lochdurchmesser von 5 mm. Um eine möglichst glatte Oberfläche zu erreichen, ließ ich das Probenmaterial unter dem leichten Druck eines AZ-Streifens (Azetyl-Zellulose-Streifen, de Trey/Wiesbaden) aushärten. Die gleichzeitige Anwendung zweier Glasplatten (siehe Abbildung 1) führte zu einer planen Oberfläche. Nach einer Erhärtungszeit von 3 1/2 Minuten wurde die Vickershärte bestimmt oder die Probe in ein Wasserbad gelegt.

Isolux (Typ A, Farben-Nr.: 20): Das Füllmaterial wurde mit einem Metallspatel in die Negativform (wie oben) gestrichen, mit einem AZ-Streifen abgedeckt und mit einer Glasplatte geglättet; eventueller Oberschuß wurde abgetragen. Nach Entfernen der oberen Glasplatte wurde das Lichtleiterfenster direkt auf die mit dem Streifen abgedeckte Füllung aufgelegt (siehe Abbildung 2 auf Seite 15). Die Polymerisationszeit betrug exakt 40 Sekunden. Danach wurde entweder die Vickershärte bestimmt oder die Probe wurde in ein Wasserbad gelegt.

Als UV-Gerät zur Polymerisation kam die Uvlio-Lite von Espe (Seefeld/Oberbayern) zur Anwendung. Ihre Leistungsaufnahme beträgt in Bereitschaftsstellung 210, während der Polymerisation 450 Watt.

Der flexible Flüssigkeits-UV-Lichtleiter mit einem Austrittsfenster aus Duran-Glas filtert kurzwellige Strahlung unter 330 nm aus. Der Durchmesser des Lichtaustrittsfensters mißt 6 mm, was bei einem Probendurchmesser von 5 mm auf eine gleichmäßige Durchstrahlung auch im Bereich der Randzonen schließen läßt.

3.2.3. Aufbewahrung der Proben

Mit Ausnahme der Proben für die Anfangshärte (=Punkte 0 in den Graphiken) befanden sich sämtliche Prüfkörper in einem Wasserbad mit Zimmertemperatur (22 ± 1 Grad Celsius).

3.2.4. Testabstand

Die Proben wurden in 24-stündigen Abständen auf ihre Härte untersucht. Die Änderung der Vickershärte wurde über 28 Tage beobachtet.

3.2.5. Bestimmung der Vickershärte

Die Härteprüfung nach Vickers ist in Deutschland genormt unter DIN 50 133 "Härteprüfung nach Vickers". Als Prüfgerät diente der optische Mikrohärteprüfer Optidur, Bauart MPA Darmstadt nach K. MÖLLER (Hersteller: Göttfert-Feinwerk-Technik GmbH, Buchen/Odenwald). Der Eindringkörper besteht aus einer Diamantpyramide mit einem Öffnungswinkel von 136 Grad (siehe Abbildung 3 auf Seite 15). Die Belastungsdauer betrug jeweils 25 Sekunden bei einem Belastungsgewicht von 300 p (Ausnahme: Isopast nach einer Erhärtungszeit von 3 1/2 Minuten bei 200 p, da bei 300 p der Oberflächeneindruck für die Meßskala zu groß war).

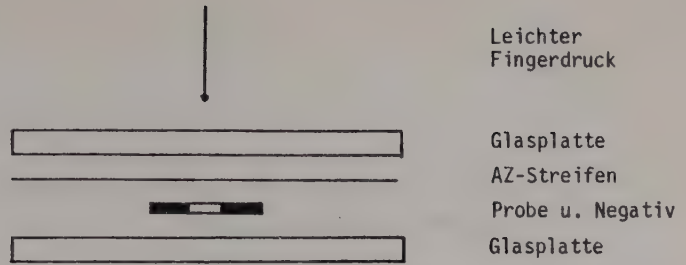


Abbildung 1 : Herstellung der Isopast-Prüfkörper

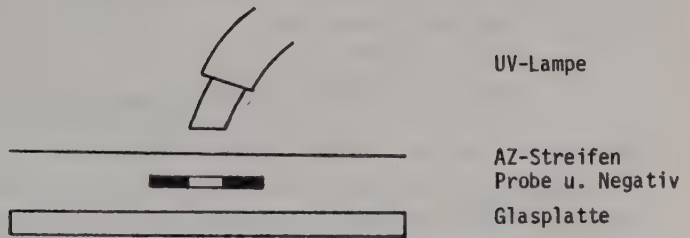


Abbildung 2 : Herstellung der Isolux-Prüfkörper

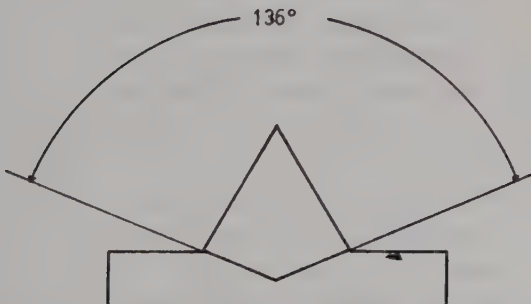


Abbildung 3 : Eindringkörper des Optidur-Mikrohärteprüfgerätes

Die Oberfläche 0 des erzeugten Prüfeindrucks läßt sich berechnen nach der Formel :

$$0 = \frac{d^2}{2 \times \cos 22^\circ} = \frac{d^2}{1,8544} \quad \left[\text{mm}^2 \right]$$

Daraus ergibt sich die Vickershärte HV :

$$HV = \frac{P}{0} = \frac{P \times 1,8544}{d^2} \quad \left[\text{kp/mm}^2 \right]$$

Aus der Beziehung $1 \text{ kp} = 9,81 \text{ Newton}$ läßt sich folgende Endformel ableiten :

$$HV = \frac{P \times 1,8544 \times 9,81}{d^2} \quad \left[\text{N/mm}^2 \right]$$

Wobei

- p = angewandte Prüfkraft in kp (0,3 bzw. 0,2 kp)
- d = Mittelwert aus den gemessenen Längen für die beiden Diagonalen d_1 und d_2 des erzeugten Prüfeindrucks in 1/1000 mm (siehe Abbildung 4 auf Seite 17)

ist.

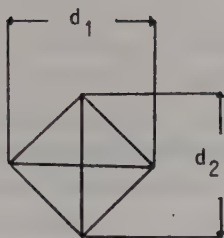


Abbildung 4 : Durch die Diamantpyramide hervorgerufener
Oberflächeneindruck mit den Diagonalen
 d_1 und d_2 (in 10^{-3} mm)

3.2.6. Aufgabenstellung

Es soll in bestimmten Zeitabständen die Härte zweier Kunststoff-Füllungsmaterialien gemessen werden, deren Basis die gleiche ist, das eine aber nach der herkömmlichen Anspateltechnik verarbeitet wird, das andere unter UV-Licht aushärtet. Beide Materialien unterscheiden sich ausschließlich in ihren Katalysatoren.

Zusätzlich soll bei dem UV-härtbaren Produkt der Polymerisationsgrad in 1,5 mm Tiefe festgestellt werden, indem die Unterseite des vom UV-Licht durchstrahlten Prüfkörpers auf ihre Vickershärte untersucht wird.

Um eine möglichst genaue Aussage über die Härte der getesteten Dentalwerkstoffe machen zu können, wurden pro Tag und Material 20 Einzelprüfungen vorgenommen. Dies ergibt bei drei "verschiedenen" Proben (Isopast, Isolux-Oberseite, Isolux-"Unterseite") und einer Versuchsdauer von vier Wochen, wobei in Tagesabständen gemessen wird, $3 \times 20 \times 28 = 1680$ Vickershärten. Weiterhin ist zu berücksichtigen, daß pro Oberflächeneindruck jeweils zwei

Diagonalen ausgemessen wurden (siehe Abbildung Seite 17), so daß im Endeffekt $2 \times 1680 = 3360$ Messungen durchgeführt wurden.

Die so unter gleichen Bedingungen gewonnenen Ergebnisse werden notiert. Von den jeweils zueinander gehörenden Proben werden die mittlere Vickershärte $\bar{x}$ und die Standardabweichung s nach folgenden Gleichungen errechnet :

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n}$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum (\Delta \bar{x})^2}{n - 1}}$$

Wobei

$\sum x$ = Summe aus den Einzelmessungen

$\Delta \bar{x}$ = Differenz der Einzelmessung zum Mittelwert

n = Anzahl der Messungen

ist.

4. ERGEBNISSE

4.1. Änderung der mittleren Vickershärte bei Isopast
Die Werte für die Anfangshärte (Punkte 0 in den Graphiken) wurden nach einer Erhärtungszeit von 3 1/2 Minuten gemessen. Alle übrigen Proben befanden sich zwischen einem und 28 Tagen in einem Wasserbad mit Zimmertemperatur. Die errechneten Werte sind aus der Tabelle 1 auf Seite 20 ersichtlich.

4.2. Verlaufsbeobachtung der mittleren HV bei Isolux (Probenoberseite)

Die Prüfkörper für die Anfangshärte wurden nach einer UV-Bestrahlungsdauer von 40 Sekunden ausgemessen. Für alle übrigen Proben gilt das unter 4.1. Gesagte. Die Ergebnisse sind in der Tabelle 2 aufgeführt (siehe Seite 21).

Anfangshärte 0	$\bar{x} = 4,2$	$s = 0,4$
Verweildauer im Wasserbad :		
1 Tag	$\bar{x} = 11,0$	$s = 1,7$
2 Tage	$\bar{x} = 13,0$	$s = 1,2$
3 Tage	$\bar{x} = 13,3$	$s = 2,0$
4 Tage	$\bar{x} = 13,8$	$s = 0,8$
5 Tage	$\bar{x} = 14,8$	$s = 0,8$
6 Tage	$\bar{x} = 13,6$	$s = 0,8$
7 Tage	$\bar{x} = 14,9$	$s = 0,9$
8 Tage	$\bar{x} = 14,5$	$s = 0,8$
9 Tage	$\bar{x} = 14,1$	$s = 0,6$
10 Tage	$\bar{x} = 15,4$	$s = 1,5$
11 Tage	$\bar{x} = 14,5$	$s = 0,6$
12 Tage	$\bar{x} = 13,8$	$s = 0,8$
13 Tage	$\bar{x} = 14,5$	$s = 0,5$
14 Tage	$\bar{x} = 14,5$	$s = 0,9$
15 Tage	$\bar{x} = 13,3$	$s = 0,5$
16 Tage	$\bar{x} = 14,6$	$s = 0,9$
17 Tage	$\bar{x} = 14,9$	$s = 0,6$
18 Tage	$\bar{x} = 14,4$	$s = 0,6$
19 Tage	$\bar{x} = 13,9$	$s = 0,8$
20 Tage	$\bar{x} = 14,6$	$s = 0,6$
21 Tage	$\bar{x} = 14,6$	$s = 0,9$
22 Tage	$\bar{x} = 13,9$	$s = 0,5$
23 Tage	$\bar{x} = 14,0$	$s = 0,8$
24 Tage	$\bar{x} = 14,7$	$s = 0,9$
25 Tage	$\bar{x} = 15,1$	$s = 0,6$
26 Tage	$\bar{x} = 14,2$	$s = 0,6$
27 Tage	$\bar{x} = 14,7$	$s = 1,0$
28 Tage	$\bar{x} = 14,5$	$s = 0,5$

Tabelle 1 : Änderung der mittleren Vickershärte bei I. s o p a s t in 10^7 N/m^2

$\bar{x}$ = mittlere Vickershärte

s = Standardabweichung

Anfangshärte 0	$\bar{x} = 12,4$	$s = 0,6$
Verweildauer im Wasserbad :		
1 Tag	$\bar{x} = 15,9$	$s = 0,9$
2 Tage	$\bar{x} = 17,0$	$s = 1,3$
3 Tage	$\bar{x} = 15,9$	$s = 0,8$
4 Tage	$\bar{x} = 16,9$	$s = 1,0$
5 Tage	$\bar{x} = 15,8$	$s = 0,6$
6 Tage	$\bar{x} = 16,3$	$s = 0,7$
7 Tage	$\bar{x} = 18,6$	$s = 0,7$
8 Tage	$\bar{x} = 17,1$	$s = 0,7$
9 Tage	$\bar{x} = 18,1$	$s = 0,6$
10 Tage	$\bar{x} = 17,2$	$s = 0,5$
11 Tage	$\bar{x} = 17,7$	$s = 0,5$
12 Tage	$\bar{x} = 17,8$	$s = 0,5$
13 Tage	$\bar{x} = 17,3$	$s = 0,7$
14 Tage	$\bar{x} = 18,3$	$s = 0,8$
15 Tage	$\bar{x} = 18,1$	$s = 1,2$
16 Tage	$\bar{x} = 18,1$	$s = 0,7$
17 Tage	$\bar{x} = 18,5$	$s = 1,0$
18 Tage	$\bar{x} = 18,3$	$s = 0,7$
19 Tage	$\bar{x} = 18,6$	$s = 0,7$
20 Tage	$\bar{x} = 17,9$	$s = 1,0$
21 Tage	$\bar{x} = 17,9$	$s = 0,7$
22 Tage	$\bar{x} = 18,3$	$s = 0,8$
23 Tage	$\bar{x} = 17,9$	$s = 0,1$
24 Tage	$\bar{x} = 18,3$	$s = 0,3$
25 Tage	$\bar{x} = 18,9$	$s = 0,9$
26 Tage	$\bar{x} = 18,3$	$s = 0,7$
27 Tage	$\bar{x} = 18,8$	$s = 0,7$
28 Tage	$\bar{x} = 18,5$	$s = 0,6$

Tabelle 2 : Änderung der mittleren Vickershärte bei
I s o l u x (Oberseite) in 10^7 N/m^2

$\bar{x}$ = mittlere Vickershärte

s = Standardabweichung

4.3. Änderung der mittleren HV bei Isolux in 1,5 mm Tiefe
Hierbei wurden die Proben von der einen Seite mit der UV-Lampe durchstrahlt, während die Bestimmung der Vickershärte auf der Proben "unterseite" erfolgte. Ergebnisse siehe Tabelle 3 auf Seite 23.

Zum besseren Vergleich der Kunststoff-Füllungsmaterialien untereinander werden die Meßergebnisse graphisch dargestellt, wobei auf der Ordinate die Vickershärte in N/m^2 , auf der Abszisse die Zeit in Tagen abgetragen werden. Die Graphiken (Abbildung 5 und 6) befinden sich auf den Seiten 24 und 25.

Anfangshärte 0	$\bar{x} = 4,7$	$s = 0,4$
Verweildauer im Wasserband :		
1 Tag	$\bar{x} = 5,5$	$s = 0,6$
2 Tage	$\bar{x} = 7,2$	$s = 0,5$
3 Tage	$\bar{x} = 7,9$	$s = 0,9$
4 Tage	$\bar{x} = 5,3$	$s = 0,3$
5 Tage	$\bar{x} = 6,0$	$s = 0,8$
6 Tage	$\bar{x} = 6,8$	$s = 1,0$
7 Tage	$\bar{x} = 7,7$	$s = 0,6$
8 Tage	$\bar{x} = 6,3$	$s = 1,4$
9 Tage	$\bar{x} = 7,6$	$s = 1,8$
10 Tage	$\bar{x} = 7,9$	$s = 0,9$
11 Tage	$\bar{x} = 7,4$	$s = 1,5$
12 Tage	$\bar{x} = 8,4$	$s = 0,7$
13 Tage	$\bar{x} = 8,2$	$s = 0,7$
14 Tage	$\bar{x} = 8,5$	$s = 1,5$
15 Tage	$\bar{x} = 8,1$	$s = 0,7$
16 Tage	$\bar{x} = 8,3$	$s = 0,9$
17 Tage	$\bar{x} = 8,2$	$s = 0,5$
18 Tage	$\bar{x} = 8,9$	$s = 0,6$
19 Tage	$\bar{x} = 8,0$	$s = 0,7$
20 Tage	$\bar{x} = 8,5$	$s = 1,4$
21 Tage	$\bar{x} = 8,0$	$s = 1,2$
22 Tage	$\bar{x} = 7,4$	$s = 0,6$
23 Tage	$\bar{x} = 8,0$	$s = 0,6$
24 Tage	$\bar{x} = 10,6$	$s = 0,8$
25 Tage	$\bar{x} = 9,8$	$s = 1,2$
26 Tage	$\bar{x} = 9,6$	$s = 1,8$
27 Tage	$\bar{x} = 10,1$	$s = 0,9$
28 Tage	$\bar{x} = 10,8$	$s = 1,3$

Tabelle 3 : Änderung der mittleren Vickershärte bei
I s o l u x in 1,5 mm Tiefe in 10^7 N/m^2

$\bar{x}$ = mittlere Vickershärte

s = Standardabweichung

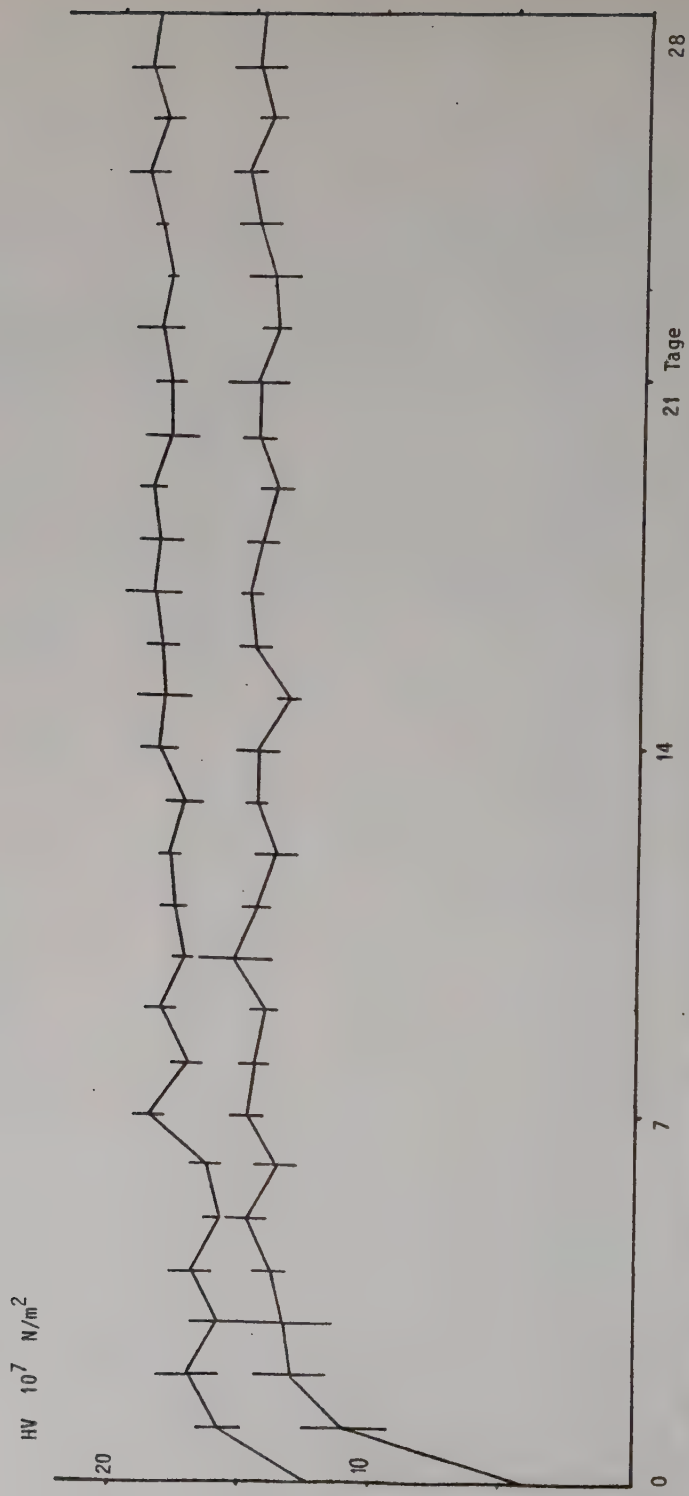


Abbildung 5 : Verlaufsbeobachtung der mittleren Vickershärte bei I s o p a s t (untere Kurve) und I s o l u x (obere Kurve)

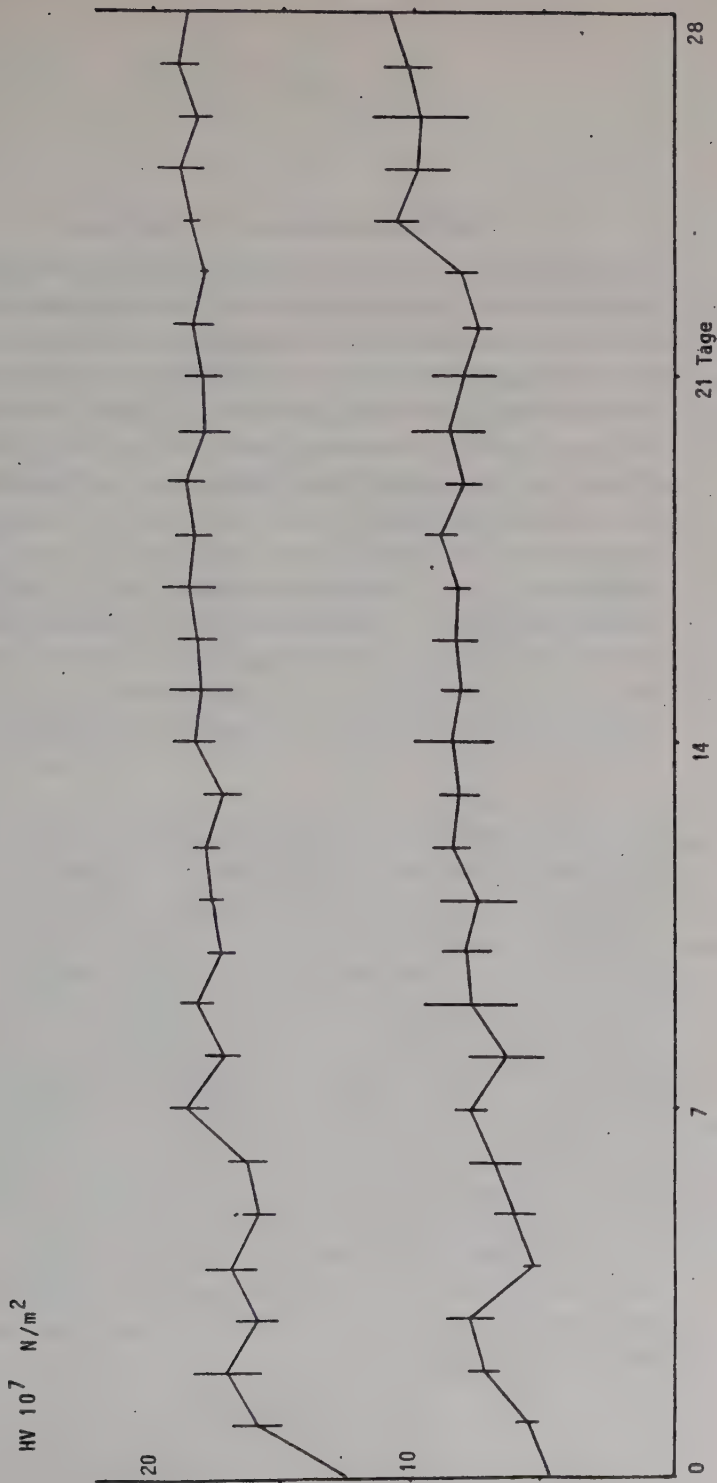


Abbildung 6 : Verlaufsbeobachtung der mittleren HV bei I s o l u x an der Oberfläche (obere Kurve) und in 1,5 mm Tiefe (untere Kurve)

4.4. Kritische Betrachtung der Ergebnisse

Die Abbildung 5 zeigt, daß das UV-härtende Material Isolux bezogen auf seinen Polymerisationsgrad an der Oberfläche bessere Werte aufweist als das Zwei-Pasten-System Isopast. Weiterhin ist festzustellen, daß beide Füllungswerkstoffe erst nach etwa 7 Tagen ihre endgültige Härte erreichen; besonders beim Isopast beobachtet man einen fast kontinuierlichen Anstieg zwischen dem 1. und 7. Tag; in der Folgezeit treten bei beiden Materialien keine wesentlichen Änderungen mehr auf.

Die vom Hersteller angegebene Härte von $22 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ konnte auch nach vier Wochen nicht erzielt werden.

Isopast zeigt nach vollendeter Polymerisation eine HV von etwa $14,5 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ und liegt somit 34 % unter der Werksangabe. Isolux hat sich nach einer Woche bei einer Vickershärte von ca. $18,0 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ eingependelt.

Die zweite Graphik - Abbildung 6 - macht eine Aussage über den Polymerisationsgrad des UV-härtbaren Produkts Isolux in zwei verschiedenen Ebenen. Es werden die Meßergebnisse, die an der Oberfläche und in 1,5 mm Tiefe erhalten wurden, vergleichend gegenübergestellt. Die untere Kurve macht ersichtlich, daß nach anfänglichen Schwankungen innerhalb der ersten Woche ein ca. 14 Tage andauerndes Plateau von $8 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ erreicht wird; schließlich steigt die HV auf etwa $11 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ an. Trotzdem liegt der Polymerisationsgrad in 1,5 mm Tiefe weit hinter dem an der Oberfläche zurück. Selbst nach vier Wochen liegt eine Diskrepanz von mehr als einem Drittel vor. Obwohl bei einer Beobachtungsdauer von 28 Tagen eine Nachpolymerisation in der Tiefe zu verzeichnen ist, läßt sich nicht absehen, ob eine weitere Zunahme der Vickershärte eintreten wird.

4.5. Vergleich mit anderen Autoren

REINHARDT und Mitarbeiter stellten bei Untersuchungen von Estilux glaze (KULZER), einem UV-härtbaren Material, fest, daß nach Bestrahlung mit der Nuva-Lite und anschließender Lagerung in Wasser mit Raumtemperatur innerhalb der ersten 6 Tage eine Härtezunahme von nahezu 100 % eintrat, diese aber im weiteren Verlauf durch Quellvorgänge um ca. 20% abnahm, um schließlich nach 12 bis 14 Tagen einen Endwert zu erreichen, der dennoch 70 bis 80 % über der Anfangshärte lag. Isolux hingegen zeigt innerhalb der ersten Woche einen Anstieg der HV um 50 % gegenüber der Anfangshärte. Ein Abfall der Vickershärte konnte in den restlichen drei Wochen nicht beobachtet werden. Da unterschiedliche Lichtquellen verwendet wurden, sind die absoluten Werte nicht miteinander vergleichbar (29).

Bei der Bestrahlung des Isolux kam die Uvio-Lite von Espe zur Anwendung, die unter den stärkeren Lichtquellen einzureihen ist - REINHARDT et al. konnten beweisen, daß die Polymerisation mit intensiveren Lichtquellen eine größere Endhärte zur Folge hat bei gleichzeitiger Reduktion der Bestrahlungsdauer (30) -, mit deren Hilfe es aber trotzdem nicht gelang, in 1,5 mm Tiefe den Polymerisationsgrad der Oberfläche zu erreichen. Die gleichen Beobachtungen machten REINHARDT und VAHL, als sie verschiedenen dicke Proben von Estilux glaze (KULZER) mit der Nuva-Lite durchstrahlten und sofort die Härten in den verschiedenen Ebenen bestimmten: Bei einer Belichtungszeit von 30 Sekunden nahm die HV ab einer Schichtdicke von 0,3 mm kontinuierlich ab (29).

Hiervon abweichende Ergebnisse erhielten DURNER und MEYER als sie die Oberfläche auf der belichteten und unbelichteten Seite von vier UV-Füllmaterialien (Nuva-Fil, Plura-Fil, Estilux und Uvio-Fil) unter Anwendung des Kugeleindringverfahrens einer Härteprüfung unterzogen. Es handelte sich um Prüfkörper mit maximal polymerisierbaren Schichtdicken (1,5 mm bei Nuva-Fil, 2,0 mm bei den übrigen Produkten), die 20 Sekunden mit der Uvio-Lite bestrahlt wurden: Lediglich das Nuva-Fil zeigte beim Vergleich der Eindringtiefen der Ober- und Unterseite eine geringe Diskrepanz von 0,04 mm, während die Wertepaare der anderen Präparate identisch waren, woraus die Autoren auf eine vollständige Polymerisation der Prüfkörper schlossen (5).

Bemerkenswert ist die Tatsache, daß bei meinen Versuchen trotz Anwendung der gleichen Lichtquelle und trotz doppelter Bestrahlungszeit selbst nach vier Wochen der Polymerisationsgrad in 1,5 mm Tiefe um 37 % unter dem der Oberfläche lag.

Was das Zwei-Pasten-System Isopast angeht, so gibt es bezüglich der Vickershärte eine Veröffentlichung von SEDEJ und LADIC: Sie geben einen Wert von $21,5 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ an, der in etwa der Herstellerangabe gleichkommt, und meine Messung um 33 % übertrifft (38).

Vergleichende Untersuchungen eines UV-härtbaren Materials und eines Paste-Paste-Systems, die sich nur aufgrund ihrer Katalysatoren unterscheiden, sind, was die Vickershärte anbetrifft, bis jetzt noch nicht veröffentlicht worden.

5. DISKUSSION :

Die vom Hersteller für Isolux angegebene maximale Schichtdicke von 1,5 mm und die Mindestbelichtungszeit von 40 Sekunden wurden erst in den letzten Monaten auf dem Merkblatt für Verarbeitungshinweise ausgedruckt. Als der Dentalwerkstoff Isosit 1977 erstmals vorgestellt wurde, sollte die Schichtdicke 2,0 mm nicht überschreiten bei einer Belichtungszeit von mindestens 20 Sekunden. Man hatte festgestellt, daß bei dieser Korrelation die gegen den Kavitätenboden gelegene Schicht nicht mehr genügend aushärtet, was zu Pulpengefährdungen und Verfärbungen führen kann.

Meine Untersuchungen haben herausgestellt, daß selbst bei Reduktion des aufgetragenen Materials auf 1,5 mm und Verdoppelung der Bestrahlungsdauer eine homogene Materialstruktur nicht herbeigeführt werden kann, da Homogenität durch die Gleichartigkeit aller Teile eines Ganzen charakterisiert wird (2); d.h. die durchstrahlten Proben hätten sowohl an der Oberfläche als auch in 1,5 mm Tiefe die gleichen physikalischen Eigenschaften - in diesem Falle die gleichen Vickershärten - aufweisen müssen. Jedoch konnte ich feststellen, daß bei einer Verlaufsbeobachtung von einem Monat eine Zunahme der HV von 4,7 auf $10,8 \times 10^7$ N/m² in der Tiefe zu verzeichnen ist; der Polymerisationsvorgang scheint auch nach dieser Zeit aber noch nicht abgeschlossen zu sein. Weitere Untersuchungen können in Erfahrung bringen, ob bei Ausdehnung der Versuchsdauer jemals der Polymerisationsgrad der Oberfläche eintreten wird, was schließlich die Bezeichnung "homogenes Material" gestatten würde.

Es drängt sich jetzt die Frage auf, ob das UV-härtbare Produkt Isolux überhaupt den Kräften entsprechen kann, denen eine Füllung der Black-Klasse IV (Frontzahnkavitäten, die den Aufbau einer Ecke oder eines Teiles der Schneidekante erfordern) ausgesetzt ist. Es ist nicht auszuschließen, daß ein Kantenaufbau bei starker Beanspruchung im Bereich inhomogener Zonen reißt und somit abbricht, auch wenn nach den Regeln der "Adhäsiven Restauration" vorgegangen wurde, die normalerweise gute bis sehr gute klinische Ergebnisse mit sich bringt, wie LUTZ, LOSCHER, OCHSENBEIN, MOHLEMANN, ROBERTS und MOFFA bewiesen (16, 17, 18, 19, 20, 35).

Um etwaigen Fehlschlägen vorzubeugen, sollte die maximale Schichtdicke auf 1,0 mm reduziert werden bei eventueller Verlängerung der Belichtungszeit, wenn folgende Indikationen gegeben sind:

- Ästhetische Korrekturen von Schmelzdefekten;
- Hypoplasien und unschöne Zahnformen;
- Schließung von Diastemata;
- Umwandlung von lateralen Inzisivi in zentrale Schneidezähne als definitive restorative Maßnahme;
- Versorgung von MO- oder MOD-Kavitäten mit Isolux vom Typ M.

Bei Versorgung der Klassen I (Kavitäten in Grübchen und Fissuren), III (Höhlen in den Approximalflächen der Eck- und Schneidezähne) und V (Höhlen im gingivalen Drittel der oralen und facialen Zahnflächen) besteht kaum die Möglichkeit, daß die Füllung "abreißt", da sie entweder von den Wänden der Kavität unterstützt wird (Klasse I) oder

keine allzu großen Kräfte aufnehmen muß (Klassen III und V). Die Gefahr der Pulpenschädigung durch nicht ausgehärtetes Material in tieferen Zonen kann durch die Applikation einer geeigneten Unterfüllung ausgeschlossen werden (13).

Ein großer Vorteil von UV-Füllungsmaterialien ist ihre Farbstabilität, da die aminhaltigen Katalysatorsysteme wegfallen und durch einen UV-Initiator ersetzt werden (5). Verfärbungen können sich jedoch einstellen, wenn im System unterschiedliche Polymerisationsgrade vorhanden sind. Die oben angeführte Forderung der Reduzierung der aufzutragenden Schicht von 1,5 auf 1,0 mm bei gleichzeitiger Verlängerung der Bestrahlungsdauer könnte auch hier für Abhilfe sorgen, bis genauere Ergebnisse vorliegen.

Bei speziellen Versuchen mit Estilux glaze (KULZER) konnten REINHARDT und VAHL beobachten, daß bei Verwendung verschieden starker UV-Strahlungsquellen gezielt Vickershärten zwischen 6 und $20 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ erreichbar sind, und daß sich bei zunehmender Härte der Abrieb vermindert bis ein Abriebsminimum für Härten um $20 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ eintritt. Eine weitere Steigerung über diesen Wert hinaus führte zu einem starken Anstieg des relativen Abriebs verbunden mit einer frühzeitigen Versprödung und Reduzierung der Elastizität. Der Optimalbereich von ca. $20 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ läßt sich zumindest für Estilux glaze nur mit intensiven Lichtquellen wie N_2 -Laser oder Osram HB 100 bzw. 200 herbeiführen, die aber wegen möglicher Schleimhautschädigungen momentan in der Mundhöhle noch nicht verwendet werden (14, 30, 31, 33, 42, 44). Geht man davon aus, daß sich derartige Verhältnisse auf

vergleichbare Produkte übertragen lassen, so ergibt sich für das Füllungsmaterial Isolux zumindest in den oberen Schichten : Es können mit einer herkömmlichen, praxiserprobten UV-Lampe, wie sie durch die Uvio-Lite repräsentiert wird, Härtebereiche erzielt werden, in denen eine fast optimale Korrelation zwischen Härte, Abrieb und Elastizität angenommen werden kann, was aber erst durch weitere In-vitro-Versuche bestätigt werden muß.

Das Zwei-Pasten-System Isopast besitzt im Gegensatz zum UV-härtbaren Produkt eine um ca. 20 % geringere Vickershärte, die wahrscheinlich auf die unterschiedlichen Katalysatoren zurückzuführen ist, da eine Polymerisationsinhibition durch O_2 und das mögliche Auftreten von Porositäten durch die von mir angewandte Technik der Probenherstellung verhindert werden (7, 8).

Klinische Beobachtungen von RIETHE konnten darstellen, daß bei dem Isosit-Füllungswerkstoff Isocap, der sich vom Isopast nur durch seine Verarbeitungsweise unterscheidet, nach 12-monatiger Liegedauer in Bezug auf Kantenfestigkeit, inzisalen Brüchen und Splitterungen keine Mißerfolge eingetreten sind (34). MANNERBERG berichtet von ähnlichen Resultaten (21).

Es ist anzunehmen, daß das UV-Füllungsmaterial Isolux bei längerer klinischer Beobachtungszeit bessere Ergebnisse erwarten läßt als das Isopast, zumindest was die physikalischen Werte angeht. Bei vergleichenden Untersuchungen der Kunststoff-Füllungsmaterialien Estic (2-Pasten-System)

und Estilux (UV-härtbares Produkt) von KULZER beobachteten NEWSELY und VENZ, daß das Ectic bereits mit bloßem Auge erkennbare Inhomogenitäten aufwies, und eine glatte Oberfläche unter keinen Umständen erreicht werden konnte, während das Estilux nach der Erhärtungszeit Hochglanz über die gesamte Probenoberfläche besaß, und sich optimal glätten ließ (24).

Nimmt man an, daß die oben angeführten Beobachtungen zusammen mit den in dieser Arbeit veröffentlichten Ergebnissen auch auf andere auf dem Dentalmarkt vorhandenen Produkte übertragbar sind, so lassen sich gewisse Vorteile eines UV-härtbaren Materials gegenüber dem auf der gleichen Grundsubstanz basierenden Paste-Paste-Produkt nicht abweisen.

6. ZUSAMMENFASSUNG :

Die neuen Dentalwerkstoffe Isolux und Isopast werden einer eingehenden Härteprüfung unterworfen. Die hierfür angefertigten Proben haben eine Dicke von 1,5 mm und einen Durchmesser von 5 mm, und befinden sich zwischen einem und 28 Tagen in einem Wasserbad mit Zimmertemperatur. Die Bestimmung der Vickershärte erfolgt in Tagesabständen. Zusätzlich wird bei dem UV-härtbaren Produkt Isolux der Polymerisationsgrad in 1,5 mm Tiefe bestimmt. Insgesamt werden mit dem Optidur-Mikrohärteprüfgerät 1680 Härtemessungen durchgeführt, bei einer Belastungsdauer von 25 Sekunden und einem Belastungsgewicht von 300 p.

Die Ergebnisse werden statistisch ermittelt und graphisch dargestellt. Dabei zeigt sich, daß das UV-Füllungsma-
terial dem Zwei-Pasten-System bezüglich der Vickershärte überlegen ist. Weiterhin ist festzustellen, daß das UV-härtbare Produkt in der Tiefe unterschiedliche Polymerisationsgrade aufweist, innerhalb der Beobachtungszeit jedoch nachpolymerisiert, ohne aber den Polymerisationsgrad der Oberfläche zu erreichen.

7. LITERATURVERZEICHNIS :

1. BAUER, W. :
Die Methakryläre in der Zahnheilkunde
Dtsch.zahnärztl.Z. 18, 1165-1173 (1949)
2. BEYERMANN, K. :
Chemie für Mediziner
Georg Thieme-Verlag, Stuttgart, 1971
3. DEPPE, A. :
Selbsthärtende Kunststoffe
Zahnärztl. Welt, 45, 115 (1942)
4. DURNER, H. :
Sind die Composite-Füllungen praxisreif?
ZWR 81, 764-768 (1972)
5. DURNER, H. und MEYER, W.L. :
Test: UV-Füllungsmaterialien
Der freie Zahnarzt 5, 86-88 (1978)
6. EICHNER, K. :
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Hüthig Verlag, Heidelberg, 3. Aufl. 1974
7. FINGER, W. und DREYER JØRGENSEN, K. :
Polymerisationsinhibition durch Sauerstoff bei
Kompositfüllungsmaterialien und Schmelzversiegeln
SMfZ 86, 812-824 (1976)
8. FINGER, W. und DREYER JØRGENSEN, K. :
Porosität von Kompositfüllungsmaterialien
SMfZ 87, 482-489 (1977)

9. FISCHER, C.-H. :
Wo stehen wir heute mit der Kunststoff-Füllung?
Dtsch.zahnärztl.Z. 29, 466-472 (1974)
10. HEATH and WILSON :
Surface roughness of restorations
Brit.Dent.J., Feb. 1976, 140
11. HOTZ, P. :
Die Abrasion von Composites
SMfZ 85, 253-262 (1975)
12. JOHNSON, L. N. :
Effects of various finishing devices on
resin surfaces
JADA, Vol. 83, Aug. 1971
13. KLÖTZER, T. :
Biologische Prüfung von Füllungswerkstoffen und
Befestigungszementen
Der freie Zahnarzt 18, Heft 5, 321-326 (1974)
14. LAMPERT, F. und LOEW, R.K. :
Physikalische und biologische Prüfung des
Nuva-Lite-Gerätes
ZWR 83, 696-699 (1974)
15. LEINFELDER, et al. :
Clinical evaluation of composite resins as
anterior and posterior materials
J.Prosth.Dent., Vol. 33, April 1975
16. LUTZ, F. :
Das Caulk-Nuva-System, ein Durchbruch ?
SMfZ 83, 1151-1162 (1973)

17. LUTZ, F. :
Die adhäsive Restoration. Der Weg zur unsichtbaren Füllung?
Zahnärztl.Praxis 26, 51-55 (1975)
18. LUTZ, F., LOSCHER, B., OCHSENBEIN, H., MOHLEMANN, H.R.:
Adhäsive Zahnheilkunde
Juris Druck & Verlag, Zürich, 1976
19. LUTZ, F., OCHSENBEIN, H. und LOSCHER, B. :
Nachkontrolle von 1 1/4 jährigen Adhäsivfüllungen
SMfZ 87, 125-136 (1977)
20. LUTZ, F., LOSCHER, B., OCHSENBEIN, H. und MOHLEMANN, H.R. :
Die Entwicklung der perfekt adaptierten, randspaltfreien MOD-Kompositfüllung ,
In-vitro-Befunde
SMfZ 86, 1025-1041 (1976)
21. MANNERBERG, F. :
Isosit, a new material for restorations of anterior teeth
Quintessence International 8, Aug.1977, Report 1529
22. MICHL, R.J. :
Isosit- a new dental material
Quintessence International 3, 29-33 (1978)
23. NEWSELY, H. :
Ober die chemische Struktur der Kunststoffe in der konservierenden Zahnheilkunde
Dtsch.zahnärztl.Z. 29, 436-441 (1974)

24. NEWSELY, H. und VENZ, S. :
Bearbeitungsmethoden für Composite-Füllungsmaterialien unter besonderer Berücksichtigung von Zusammensetzung und Gefüge
Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 698-699 (1977)
25. NEWSELY, H. und VENZ, S. :
Chemische und elektronenmikroskopische Untersuchungen des Gefüges zahnärztlicher kalthärtender Kunststoffe
Dtsch.zahnärztl.Z. 31, 924-926 (1976)
26. NOLDEN, R. :
Klinische Erfahrungen mit der Ätz-Technik bei Composite-Aufbaufüllungen
Die Quintessenz 12, 29-39 (1975)
27. PAMEIJER, C.H. :
The fallacy of polishing composite restorations
Dental Survey, April 1973
28. REHBERG, H.J. :
Composite Filling Materials
ZM 4, 159-164 (1973)
29. REINHARDT, K.-J. und VAHL, J. :
Aushärtung photopolymerisierbarer Versiegelungsmaterialien in verschiedenen tiefen Schmelzzonen (in vitro)
Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 848-852 (1977)

30. REINHARDT, K.J. und VAHL, J. :
Aushärtung photopolymerisierbarer Versiegelungs-
materialien in verschieden tiefen Schmelzzonen
in Abhängigkeit von den verwendeten Strahlungsquel-
len (in vitro)
Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 694 (1977)
31. REINHARDT, K.-J. und VAHL, J. :
Korrelation zwischen Härte und Abrieb photopolymeri-
sierbarer Schmelzadhäsive
Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 625-626 (1977)
32. REINHARDT, K.-J. und VAHL, J. :
Untersuchungen fullstoffhaltiger und - freier
Adhäsive im Vergleich zu einem Composite
Dtsch.zahnärztl.Z. 32, 867-870 (1977)
33. REINHARDT, K.-J. und VAHL, J. :
Zusammenhang zwischen Härte, Abrieb und Biege-
bruchfestigkeit UV-polymerisierbarer Adhäsive
Dtsch.zahnärztl.Z. 33, 270-272 (1978)
34. RIETHE, P. :
Entwicklung der Frontzahnfüllungswerkstoffe
ZM 6, 316-321 (1978)
ZM 7, 374-381 (1978)
35. ROBERTS, M.W. and MOFFA, J.P. :
Repair of fractured incisal angles with an ultra-
violet-light-activated fissure sealant and a
composite resin: two year report of 60 cases
J.Am.Dent.Assoc. 87, 888-891 (1973)

36. ROULET, J.F., METTLER, P. und FRIEDRICH, U. :
Die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seiten-
zahnbereich
Dtsch.zahnärztl.Z. 33, 206-209 (1978)
37. SCHROEDER, A. :
Stand der Erfahrungen auf dem Gebiet der neuen
Kunststoff-Kompositionsmaterialien auf Basis der
Bowen-Formel
SMfZ 81. 999-1010 (1971)
38. SEDEJ, R. und LADIC, J. :
Untersuchungen über die Abriebfestigkeit von Kunst-
stoffen für den zahnärztlichen und zahntechnischen
Bereich
Die Quintessenz 12, 133-136 (1977)
39. SLACK, F.A. :
Ober Mer-don-7
Quintessenz zahnärztl.Lit. 16, H. 6,
Ref.Nr. 2654 (1965)
40. SLACK, T.S. :
Gegenwärtiger Stand eines Fiberglas-Füllungsmateri-
al
ZW 76, 870 (1966)
41. SPRENG, M. :
Mitteilungen über Auflösungserscheinungen am
Kunststoff
Schweiz.Zahnheilk. 53, 195 (1943)

42. STEGER, E., SEEHOLZER, H. und RITZKAT, S. :
Eine neue ultraviolette Lichtquelle mit flexiblem
Lichtleiter zur Schnellaushärtung von Adhäsivkunst-
stoffen
Zahnärztl.Praxis 26, 339-340 (1976)
43. de TREY, E. und LUTZ, F. :
Beurteilung von 16 Monate alten, unterschiedlich
aufgebauten approximalen Frontzahnfüllungen
SMfZ 87, 694-704 (1977)
44. VAHL, J. und WOSIEWITZ, U. :
Zahnschmelzversiegelung durch photopolymerisierbare
Adhäsive unter Anwendung einer Laserlichtquelle
Dtsch.zahnärztl.Z. 31, 835-839 (1976)
45. WEIKART, P. :
Werkstoffkunde für Zahnärzte
Carl Hanser Verlag, München, 4. Aufl. 1966

8. CHARGENNUMMERN DER UNTERSUCHTEN WERKSTOFFE :

Isopast : Basispaste : 090/877
 Kat.-Paste : 270/178
 Color-Nr. : 36

Isolux : 070/278
 Color-Nr. : 20

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof.Dr. Lampert, der mir nicht nur das Thema für diese Arbeit zur Verfügung stellte, sondern der mir auch bei der Vorbereitung und Durchführung der Experimente sowie bei der Fertigstellung der Arbeit ein vorzüglicher Betreuer war.

Ebenfalls zu Dank verpflichtet bin ich Herrn Prof. Dr. Marx für die Überlassung der Prüfvorrichtung.

9. LEBENS LAUF :

Name: Kraft, Horst Dieter; geboren am 26. 7. 1951 in Würzburg; Sohn des Metallbildhauers Alfons Kraft und seiner Ehefrau Rosa, geb. Schneider; nach 5 Jahren Volksschule 1963 Wechsel an das Siebold-Gymnasium in Würzburg; Ablegung der Reifeprüfung im Juli 1972; Studium der Zahnheilkunde von 1972 bis 1977 in Mainz: Naturwissenschaftliche Vorprüfung: September 1973; zahnärztliche Vorprüfung: März 1975; zahnärztliche Prüfung : November 1977; Bestallung als Zahnarzt: November 1977.

Seit Januar 1978 bin ich als Assistent in einer freien Zahnarztpraxis in Wiesbaden tätig.

Im November 1978 habe ich die Zahnärztin Carola Kraft, geb. Etzold, geheiratet.

